



(19) **RU** ⁽¹¹⁾ **2 082 337** ⁽¹³⁾ **C1**
(51) МПК⁶ **A 61 B 17/36**

РОССИЙСКОЕ АГЕНТСТВО
ПО ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

(21), (22) Заявка: 95105406/14 , 10.04.1995

(46) Дата публикации: 27.06.1997

(56) Ссылки: 1. Заявка Японии N 61-16168, кл. А 61 В 17/36, 1986. 2. Патент ЕПВ N 0073617, кл. А 61 В 17/36, 1983.

(71) Заявитель:

Альтшулер Григорий Борисович

(72) Изобретатель: Альтшулер Григорий Борисович

(73) Патентообладатель:

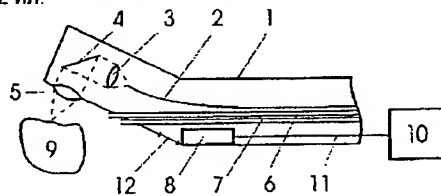
Альтшулер Григорий Борисович

(54) НАКОНЕЧНИК ЛАЗЕРНОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ ОБРАБОТКИ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ТКАНИ

(57) Реферат:

Предлагается устройство, которое может быть использовано в хирургии, ортопедии и стоматологии. Устройство обеспечивает минимальную инвазивность и удобство при проведении лазерных операций. Эти преимущества достигаются благодаря закреплению внутри наконечника лазерной системы обработки биоткани акустического приемника, который является приемником информации о состоянии биологической ткани, необходимой для достижения

оптимального режима обработки. 1 з.п. ф-лы, 2 ил.



ФИГ. 1

RU 2 082 337 C1

RU 2 082 337 C1



(19) **RU** ⁽¹¹⁾ **2 082 337** ⁽¹³⁾ **C1**
(51) Int. Cl. ⁶ **A 61 B 17/36**

RUSSIAN AGENCY
FOR PATENTS AND TRADEMARKS

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21), (22) Application: 95105406/14, 10.04.1995

(46) Date of publication: 27.06.1997

(71) Applicant:
Al'tshuler Grigorij Borisovich

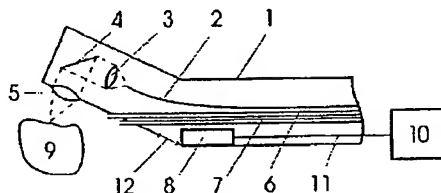
(72) Inventor: Al'tshuler Grigorij Borisovich

(73) Proprietor:
Al'tshuler Grigorij Borisovich

(54) **TIP PIECE OF LASER SYSTEM FOR TREATING BIOLOGICAL TISSUE**

(57) Abstract:

FIELD: surgery; orthopedics; stomatology.
SUBSTANCE: invention offers advantages due to fact that interior of tip piece of laser system for treating biological tissue contains acoustic detector which receives information of state of biological tissue to be treated. Information thus-received serves to optimize tissue treatment process conditions. EFFECT: minimum invasive action.
2 cl, 2 dwg



Фиг. 1

RU 2 082 337 C1

RU 2 082 337 C1

Изобретение относится к медицинской технике и может быть использовано в хирургии, ортопедии и стоматологии для обработки мягких и твердых тканей.

Известен наконечник лазерного скальпеля, содержащий средство доставки лазерного излучения до поверхности обрабатываемой биоткани [1]

Основным недостатком данного устройства является отсутствие в нем ирригационного канала, а также средства, позволяющего определять вид обрабатываемой ткани.

Известен также лазерный наконечник для бормашины, который является наиболее близким по технической сущности и принят за прототип [2]

Этот наконечник содержит, кроме средства доставки лазерного излучения, средство доставки до поверхности обрабатываемой биоткани орошающей жидкости.

Основным недостатком прототипа является отсутствие в нем приемника информации о состоянии обрабатываемой ткани, позволяющего определить ее вид.

Задача, на решение которой направлено изобретение, заключается в создании устройства, обеспечивающего удобство проведения лазерной обработки биоткани при одновременном определении вида и состояния обрабатываемой биоткани, что, в свою очередь, обеспечивает минимальную инвазивность.

Задача решается при осуществлении изобретения за счет технического результата, заключающегося в оптимизации условий приема информации о состоянии обрабатываемой ткани.

Технический результат достигается тем, что внутри наконечника лазерной системы для обработки биологической ткани, содержащем средство доставки лазерного излучения до поверхности биоткани, закреплен акустический приемник, вход которого сопряжен с местом воздействия на биоткань, так что соотношение расстояния от оптической оси на выходе наконечника до входной поверхности акустического приемника и расстояния от поверхности наконечника в месте его оптического выхода до места воздействия на биоткань находится в пределах от 1: 5 до 4:1. Электрический выход акустического приемника соединен с блоком регистрации посредством экранированного кабеля.

В наконечнике может содержаться средство доставки орошающей жидкости до поверхности биоткани.

Известно, что эффективность лазерной обработки биологической ткани с одновременным обеспечением низкой инвазивности (степени некроза) зависит от длины волны и мощности лазерного излучения, энергии и времени лазерного воздействия и, для некоторых видов ткани, жидкостного орошения зоны лазерной обработки (см. например, *Proceeding of Laser-Tissue Interaction V* 24-27, January 1994, Los Angeles, California, Vol 2134A).

Исследования, проведенные автором, показали, что при этом необходима одновременная оптимизация указанных параметров для каждого вида биоткани.

Иными словами, необходимы:

возможность выбора оптимальных длин

волн излучений лазеров или их смеси,

регистрация процесса лазерной деструкции, вида и состояния биоткани и управления длиной волны, мощностью, энергией и временем лазерного воздействия, система орошения зоны лазерной обработки.

Оптимизация режима обработки возможна при наличии системы обратной связи, обеспечивающей управление параметрами лазерного излучения в зависимости от состояния и вида обрабатываемой ткани, т.е. необходим приемник информации о состоянии обрабатываемой ткани, выход которого соединен с блоком управления параметрами лазерного излучения.

Приемником информации о состоянии обрабатываемой ткани может быть акустический приемник звуковой волны, которая образуется в результате лазерного разрушения биоткани. Для различных тканей амплитуда акустической волны различна (см. Renso Salimbeni "Shock wave models keep laser surgeons on target" *Opt Laser Europe* June 1994, p.p. 37-39).

При разрушении биоткани между началом воздействия лазерного импульса и появлением акустического сигнала наблюдается временная задержка. Величина этой задержки определяется тремя факторами: расстоянием от источника звука, которым является облучаемая поверхность биоткани, до приемника, регистрирующего акустический импульс; интенсивностью лазерного излучения на поверхности обрабатываемой ткани и величиной порога ее разрушения.

Исследования показали, что акустический импульс, возникающий при разрушении биоткани с более низким порогом лазерного разрушения, например дентина, имеет меньшую временную задержку относительно начала лазерного импульса, чем акустический импульс, возникающий при разрушении ткани с более высоким порогом разрушения, например эмали (см. G.B. Altshuler, A.V. Belikov, at all "Acoustic response of hard dental tissues to pulsed laser action". *SPIE VOL 2080. Dental Applications of Lasers*, 1993, p.p. 97-103).

Таким образом, идентификация вида обрабатываемой ткани зависит от точности измерения временной задержки.

Закрепление акустического приемника внутри наконечника обеспечивает операционное поле от дополнительных приспособлений, сводит к минимуму флуктуацию параметров принятого акустического сигнала и зависимость величины временной задержки от манипуляций оператора, а также защищает акустический приемник от случайных повреждений.

Помещение акустического приемника с электрическим выходом внутрь наконечника влечет за собой наличие в последнем проводника с током. В этом случае необходимо обезопасить как пациента, так и оператора от случайно возможных электрошоковых воздействий. Кроме того, необходима помехоустойчивая передача выходных сигналов к блоку их регистрации. Поэтому соединение выхода акустического приемника с блоком регистрации выполнено посредством экранированного кабеля.

По сведениям автора совокупность изложенных в формуле изобретения признаков является новой, а само техническое решение удовлетворяет критерию "изобретательский уровень".

На фиг. 1 схематически изображен бесконтактный наконечник лазерной системы для обработки биоткани; на фиг. 2 контактный наконечник.

Бесконтактный наконечник (фиг. 1) состоит из корпуса 1, внутри которого расположены оптическая система, состоящая из оптического волокна 2, коллимирующей линзы 3, поворотного зеркала 4 и фокусирующей линзы 5, а также водопроводящая трубка 6 и воздухопроводящая трубка 7. Акустический приемник 8 закреплен внутри наконечника таким образом, что его акустический вход обращен к месту воздействия на биоткань 9 (источнику акустической волны), а электрический выход соединен с блоком регистрации 10 посредством экранированного кабеля 11. Перед входом акустического приемника 8 на поверхности наконечника расположена диафрагма 12. Рабочий инструмент 13 (волокно или сапфировый стержень) контактного наконечника показан на фиг. 2. При работе с ним место воздействия на биоткань 9 удалено от поверхности наконечника больше, чем при работе с бесконтактным наконечником.

Месторасположение акустического приемника 8 определено из следующих соображений.

Учитывая, что наименьшее расстояние от поверхности наконечника до места воздействия на биоткань 9 может меняться и для различных видов тканей и обработки колеблется от 8,5 до 20 мм, а диаметр фокусирующей линзы 5 равен 3 мм от оптической оси фокусирующей линзы 5 по направлению, перпендикулярному этой оси. Максимально возможное удаление акустического приемника 8 от места воздействия на биоткань 9 ограничивается снижением чувствительности блока регистрационного акустического сигнала и экранированием входа акустического приемника 8 рукой оператора и составляет 34 мм. Учитывая форму наконечника, акустический приемник 8 закреплен перед ближайшей к месту воздействия на ткань вершиной угла изгиба тела наконечника так, что соотношение расстояния от оптической

оси до входной поверхности акустического приемника 8 и расстояния от поверхности наконечника в месте его оптического выхода до места воздействия на биоткань, находятся в пределах от 1:5 до 4:1.

Исследования, проведенные автором, показали, что при расположении акустического приемника в указанных пределах акустическая волна, образующаяся при лазерной абляции биотканей, имеет амплитуду, достаточную для регистрации акустическими приемниками, кроме того, в этих пределах амплитуда акустической волны несет информацию о типе обрабатываемой ткани.

Диафрагма 12 может быть выполнена из металлической формы или полимерной пленки, роль которых заключается в защите входной поверхности акустического приемника 8 от разлетающихся частичек биоткани 9 и брызг воды, а также является резонатором акустических колебаний.

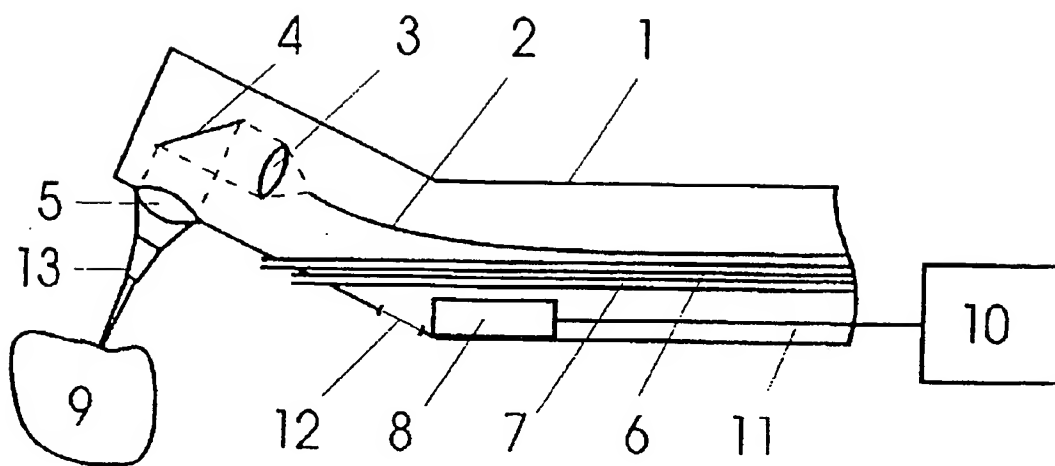
При практической реализации наконечника в качестве акустического приемника 8 выбран микрофон фирмы Брюль и Кьер 4138 в комплексе с предусилителем 2633 и переходником UA 0160.

Таким образом, предлагаемое устройство наконечника за счет совокупности заявляемых признаков обеспечивает минимальную травматичность при проведении лазерной обработки биологической ткани в сочетании с удобством проведения обработки.

Формула изобретения:

1. Наконечник лазерной системы для обработки биологической ткани, содержащий средство доставки лазерного излучения до поверхности биоткани, отличающийся тем, что внутри него закреплен акустический приемник, вход которого сопряжен с местом воздействия на биоткань так, что соотношение расстояния от оптической оси на выходе наконечника до входной поверхности акустического приемника и расстояния от поверхности наконечника в месте его оптического выхода до места воздействия на биоткань находится в пределах 1:5 до 4:1, а электрический выход соединен с блоком регистрации посредством экранированного кабеля.

2. Наконечник по п. 1, отличающийся тем, что содержит средство доставки орошающей жидкости до поверхности биоткани.



ФИГ. 2